

Biomed. Technik  
39 (1994), 117-122

M. Lengsfeld<sup>1</sup>  
J. Kaminsky<sup>1</sup>  
B. Merz<sup>2</sup>  
R. P. Franke<sup>3</sup>

## Automatisierte Generierung von 3-D Finite Elemente Codes des menschlichen Femurs

Automatic Preprocessing of 3-D Finite Element Codes of the Human Femur

- <sup>1</sup> Klinik für Orthopädie der Philipps-Universität Marburg (Leiter: Prof. Dr. med. P. Griss)  
<sup>2</sup> Institut für Biomedizinische Technik der Universität Zürich und Eidgenössische Technische Hochschule Zürich (Leiter: Prof. Dr. sc. nat. M. Anliker)  
<sup>3</sup> Zentralinstitut für Biomedizinische Technik, Abteilung Biomaterialien, Universität Ulm (Abt.-Leiter: Priv. Doz. Dr. med. Dr.-Ing. R. P. Franke)

**Schlüsselwörter:** FEM, Modellgenerierung, humaner Femur

Stark unregelmäßige geometrische Vorgaben des Knochens erschweren eine dreidimensionale Aufbereitung und regelmäßige Vernetzung im Rahmen der Methode der Finiten Elemente (FEM) – eine auch in der Biomechanik zunehmend an Bedeutung gewinnende Simulationsmethode für Spannungsvorhersagen und Streßkompatibilitäts-Tests von Endoprothesen. Es wurde daher für das Beispiel Femur ein Präprozessor entwickelt, der, gestützt auf Konturdaten nachbearbeiteter Computertomogramme, eine schnelle, flexible und automatisierte Generierung von berechnungsfähigen 3-D-FEM-Modellen des Femurs gestattet. Besonderes Kennzeichen ist eine regelmäßige und standardisierte Vernetzung mit hinsichtlich Rechenzeit, -genauigkeit und Speicherplatzbedarf sehr günstigen Quaderelementen. Neben einer wesentlichen Vereinfachung der Modellgenerierung leistet das entwickelte Softwarepaket auch einen Beitrag zur besseren Untersuchbarkeit individueller Variationen und schafft die Voraussetzung für eine Etablierung der Methode in der Klinik.

**Key words:** FEM – preprocessing – human femur

The extremely irregular geometry of bones makes it very difficult to develop and preprocess three-dimensional finite element models (FEM). In the field of biomechanics, the finite element simulation method is a research tool of increasing importance for the prediction of stresses and the stress-compatibility testing of endoprostheses. With this in mind, a FEM preprocessor was developed with the aim of creating three dimensional models of human femurs. On the basis of post-processed computed tomography data, this preprocessor makes possible rapid, flexible and regular cross-linking. „Brick“ elements are used, which are of advantage in terms of computing time, accuracy and computer storage requirements. The software simplifies the generation of models and facilitates the investigation of individual variations, thus providing the basis for utilizing the method in the clinical setting.

### Einleitung

Die Methode der Finiten Elemente (FEM) gilt als numerisches Berechnungsverfahren zur Analyse von Feldproblemen in der mathematischen Physik und den Ingenieurwissenschaften. Fragestellungen aus dem Bereich Strukturmechanik sind vorrangig als Anwendungsfälle für diese Simulationsmethode zu nennen. Die Zerlegung einer komplexen Struktur in eine größere Anzahl von Elementen, deren mechanisches Verhalten entweder exakt oder näherungsweise bekannt ist, beschreibt das Grundprinzip der Methode. Die Definition von Unbekannten eines Problems an einer Vielzahl diskreter Punkte anstatt durch kontinuierliche Funktionen ermöglicht nicht nur die Auflösung der entstehenden Gleichungssysteme, sondern bereits deren Aufstellung als automatisierte Computerleistung (vgl. u. a. [8]).

Im Gegensatz zum Berechnungsvorgang erfordert die zuvor notwendige Generierung eines Modells realistische Vorgaben von äußerer Geometrie, Materialeigenschaften sowie Lager- und Krafteinleitungsbedingungen, die als interaktive Computereingaben auch für den erfahrenen Analytiker schwierig und zeitaufwendig sein können. Die Applikation der Finiten Elemente-Methode in Orthopädie und Biomechanik erfolgt seit über zwei Jahrzehnten und erweist sich als wichtiges Werkzeug zur mechanischen Analyse von Geweben des Stütz- und Bewegungsapparates einschließlich einliegender Implantate [2, 14, 13, 4, 17, 6, 7, 15 u. v. a.]. Besondere Bedeutung errang sie für Tests zur Streßkompatibilität von Endoprothesen. Die Entwicklung biomechanischer Modelle wirft jedoch zwei besondere Probleme auf:

- die Definition und standardisierte Vernetzung extrem irregulärer Geometrien, wie beim Knochen,

für die handelsübliche FEM-Programme keine Komplettlösungen bereitstellen, sowie

- inhomogene und anisotrope Materialeigenschaften biologischer Gewebe.

Als Konsequenz der angesprochenen Probleme bleibt eine biomechanische Modellgenerierung auch durch den klinisch tätigen Arzt bislang die Ausnahme, obwohl gerade dann eine direkte Umsetzung klinischer Erfahrung und Fragestellung in Modellanalyse und Ergebnisinterpretation möglich wäre. Auch könnte dann das allgemeine Verständnis der Methode verbessert und es könnten Anwendungsgebiete und auch Einschränkungen der Methode durch den Kliniker leichter und exakter beurteilt werden.

Aus den einleitenden Bemerkungen ergibt sich als Zielsetzung der vorliegenden Arbeit, ein weitgehend automatisiertes Verfahren bereitzustellen, das eine schnelle, flexible und akkurate dreidimensionale Modellierung von menschlichen Femora gestattet. Neben einer wesentlichen Vereinfachung der Modellgenerierung soll hiermit auch ein Beitrag zur besseren Untersuchbarkeit individueller Variationen geleistet werden.

### Beschreibung des Präprozessors

Die Computertomographie (CT) bietet als Schnittbildverfahren die Darstellung konsekutiver, horizontaler Querschnitte des Femurs in definierten vertikalen Abständen und in einem einheitlichen Koordinatensy-

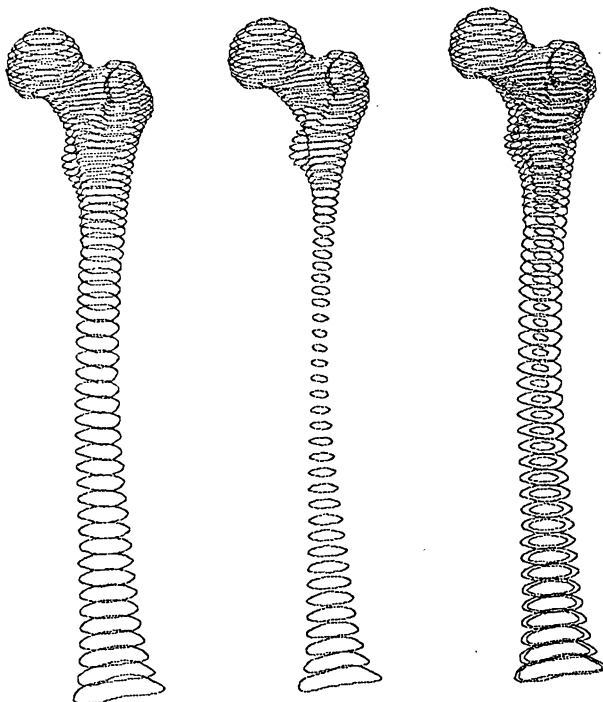


Bild 1. Konturlinien der äußeren (links) und inneren Corticalis (Mitte) sowie die Summationsprojektion der Konturlinien (rechts) eines Femurs auf der Grundlage nachbearbeiteter CT-Daten.

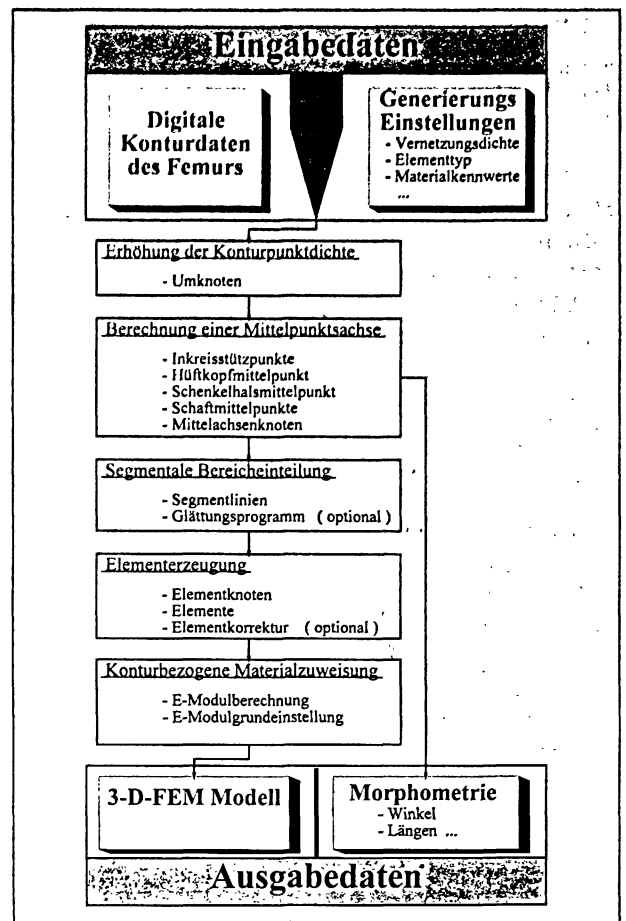


Bild 2. Flußdiagramm und Programmabfolge bis zur kompletten Generierung eines 3-D-Femurmodells.

stem. Diese Eigenschaften haben wesentlich zu ihrer Etablierung als Meßmethode zur Bereitstellung von Daten zur Geometrie und ggf. zur Verteilung der CT-Dichte beigetragen [1, 10].

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde das von Müller et al. [11] entwickelte Verfahren der Konturerkennung an CT-Bildern für die Bereitstellung von geometrischen ASCII-Datensätzen angewandt. In den gelenknahen Abschnitten, die durch eine extrem dünne Corticalislamelle gekennzeichnet sind, wurde auf eine geometrische Definition der inneren Corticalisbegrenzung verzichtet (Bild 1). Für die Entwicklung eines berechnungsfähigen FEM-Modells des Femurs, ausgehend von ASCII-Datensätzen, wurden mehrere Programme entwickelt, die von einem kurzen Hauptprogramm nacheinander aufgerufen und abgearbeitet werden. Die wichtigsten Schritte werden in einem Flußdiagramm zusammengefaßt wiedergegeben (Bild 2).

Die Programme wurden bis auf gekennzeichnete Ausnahmen innerhalb der Entwicklungsumgebung von ANSYS 5.0 (Swanson Analysis Systems, Inc. Houston, PA, USA) und der dort implementierten Programmiersprache (Ansys Parametric Design Language) geschrieben:

- Aufbereitung der gemessenen Konturpunkte in vom ANSYS-Preprocessor lesbaren Key-Points (Turbo-Pascal-Programm).
- Einstellung von Eingabeparametern, die Größe und Vernetzungsdichte des Modells festlegen.
- Definition von Konturlinien durch Key-Point-gestützte interpolierende Spline-Funktionen. Dieses Macro legt geometrisch die äußere und innere Oberfläche der Corticalis fest.
- Berechnung einer den Krümmungsverlauf des Femurs beschreibenden, longitudinalen Mittelpunktslinie (geometrische Hilfslinie) mit einem geometrischen Näherungsverfahren, dem die Berechnung von Inkreismittpunkten zugrunde liegt.

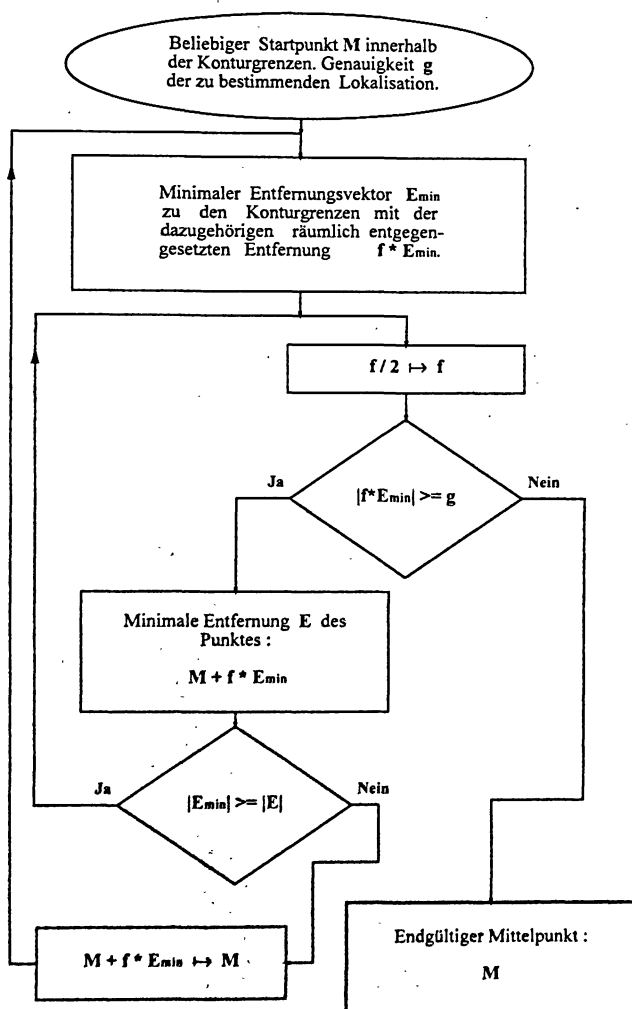


Bild 3. Flußdiagramm eines iterativen, auf dem Prinzip des Inkreismittpunktes basierenden Lösungsschemas zur Berechnung einer den Krümmungsverlauf des Femurs beschreibenden longitudinalen Mittelpunktslinie.

$E_{min}$ : Minimaler Entwurfsvektor zwischen einem innerhalb der Knochenkonturgrenzen liegenden Startpunkt und der nächst gelegenen Konturgrenze.

$M$ : Punktvektor eines beliebigen Startpunktes innerhalb der Knochenkonturgrenzen, der durch das Iterationsverfahren zum endgültigen Inkreismittpunkt approximiert wird.

$f$ : Skalar zur Berechnung des zu  $E_{min}$  entgegengesetzten Entwurfsvektors vom Startpunkt zur gegenüberliegenden Konturgrenze.

$g$ : Genauigkeit als Abbruchkriterium für das Iterationsverfahren.

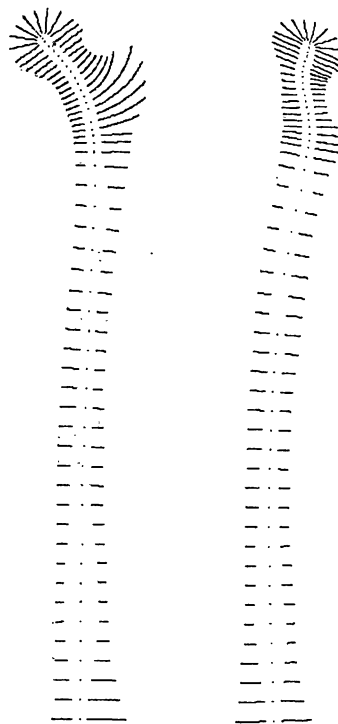


Bild 4. Graphische Darstellung der Segmentlinien im frontalen (links) und sagittalen Femurschnitt (rechts). Die longitudinale Mittelpunktslinie ist gepunktet eingezeichnet.

Der Berechnungsablauf und die verwendeten mathematischen Algorithmen werden in einem Flußdiagramm zusammengefaßt (Bild 3). Dieses Verfahren gestattet auch eine morphometrische Auswertung des Femurs und eine nicht-interaktive, volumenorientierte Bestimmung des Centrum-Collum-Diaphysen-Winkels (CCD-Winkel) und des Ante-torsionswinkels (AT-Winkel).

- Definition von Segmentlinien für jede einzelne horizontale Schicht, die senkrecht auf der Mittelpunktslinie stehen (Bild 4).
- Optionales Glättungsprogramm zur Korrektur etwaiger über die äußere Kontur hinausgehender Linien.
- Definition von segmental angeordneten Linien, die durch auf der Linie liegende Knoten ersetzt werden. Im Zentrum des Femurschaftes werden die Linien in einem Rechteckschema angeordnet (Bild 5).
- Von proximal nach distal werden schichtweise die bereits implementierten Knoten mit Quaderelementen (3-D, isoparametrisch, 8-Knoten) vernetzt (Bild 6).
- Automatische Erkennung stark spitzwinkliger Elemente und pyramidenähnliche Umformung durch Verschiebung von Elementknoten unter Beibehaltung des Elementtypes (Turbo-Pascal-Programm).
- E-Modulberechnung und Grundeinstellung für Corticalis (15 000 MPa), Spongiosa (1 100 MPa) und Markraum (20 MPa) nach Maßgabe der Konturkey-points (Bild 7).

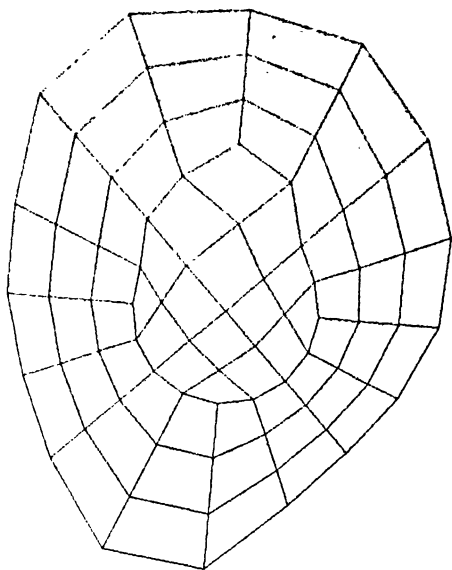


Bild 5. Der horizontale Querschnitt in Femurschaftmitte zeigt die Elementanordnung.

- Modul zur Berechnung der Krafteinleitung im Bereich der Tragfläche des Hüftkopfes. In Anlehnung an die geometrische Ausdehnung der Hüftkopftragfläche [16] werden die in dieser Fläche liegenden Knoten unter Annahme des idealen Kugelgelenkes und Gültigkeit der sog. Navier-Hypothese [vgl. 5] belastet. Die Knoten am distalen Ende des Modells werden in allen Verschiebungsrichtungen gesperrt.
- Orientierung der lokalen Elementkoordinatensysteme in Richtung der in einem vorangegangenen Simulationslauf bestimmten Hauptnormalspannungen und ggf. Einführung eines orthotropen Materialverhaltens (optionales Programm).
- Berechnung des Gesamtmodells und Nachbearbeitung (Postprocessing).

Die Parameter wurden so eingestellt, daß ein Modell mit 3 308 Elementen, 3 750 Knoten und ca. 11 200 Freiheitsgraden generiert wurde. Die Vernetzungsdichte wurde im Schaft niedriger definiert (s. Bild 4 und Bild 6).

Alle Berechnungen wurden auf einem i486 DX 2-66 local bus PC durchgeführt. Als Berechnungszeit für die Generierung des Modells bei o. g. Hardware wurden 3 h 48 min ermittelt.

#### Eingabeparameter

Die über Berechnungsgenauigkeit und -zeit mitentscheidende Vernetzungsdichte kann vom Benutzer voreingestellt werden. Die Erhöhung der radiär ausgerichteten Segmentlinienanzahl erlaubt eine Erhöhung der Elementanzahl pro Schicht. Durch die Wahl der Elementschichtdicke in vertikaler Richtung wird die Anzahl der Elementschichten beeinflusst. Die Elementschichtdicke ist unabhängig vom Vorschub der zu-

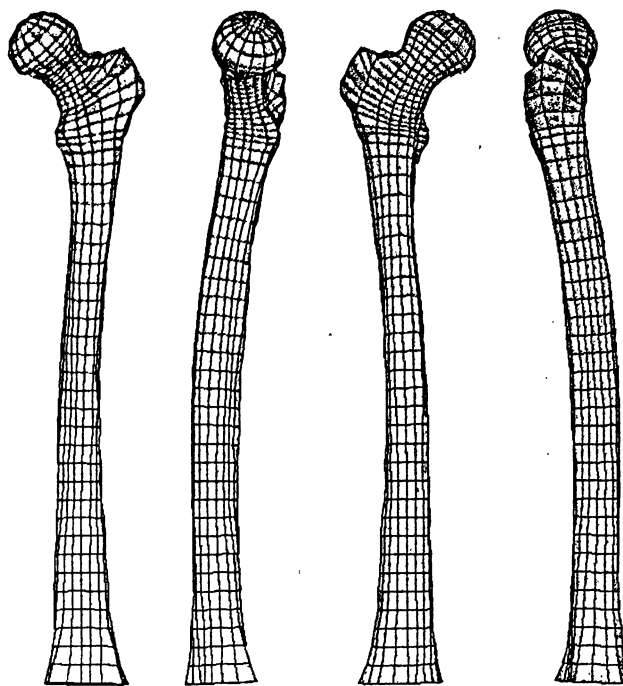


Bild 6. Graphisches Display des vollständig vernetzten Femurmodells.

grundlegenden CT-Daten und kann, bezogen auf verschiedene Femurabschnitte, innerhalb eines Modells unterschiedliche Werte annehmen. In dem hier vorgestellten Beispiel wurde eine höhere Schichtdicke im Schaftbereich gewählt.

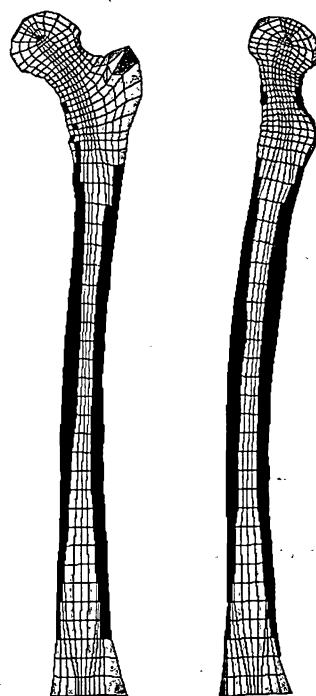


Bild 7. Frontale (links) und sagittale (rechts) Querschnittsansicht des vernetzten Modells, in der die unterschiedlichen Festigkeitsbereiche durch Helligkeitsabstufungen kenntlich gemacht werden. Dem schwarz unterlegten corticalen Knochen als Bereich größter Festigkeit folgen der spongiöse Knochen und der Markraum.

Für Corticalis, Spongiosa und Markraum kann, gestützt auf die vorgegebenen Konturdaten, ein unterschiedlicher Elastizitätsmodul vorgegeben werden. Die Verteilung von Elementen unterschiedlicher Festigkeit demonstriert Bild 7. Im Falle zusätzlich vorliegender Daten über die Elastizitätsverteilung kann auch unter Beibehaltung der Konturgrenzen eine elementbezogene Kennwertzuweisung erfolgen.

Das Programm zur Krafteinleitung fragt den Betrag und den Winkel der Hüftgelenkresultierenden zur Frontal- und Sagittalebene ab. Die zur Verhinderung der Beckenkipfung beim Einbeinstand erforderliche und an der Trochanter Spitze angreifende Abduktionskraft kann mit und ohne Berücksichtigung einer im prozentualen Anteil vorzugebenden Tractus-iliotibialis-Komponente eingeleitet werden. Falls eine Tractus-Komponente vom Benutzer voreingestellt wird, wird das erforderliche Abduktionsmoment anteilmäßig vom M. gluteus medius und vom Tractus iliotibialis aufgebracht. Der laterale Zuggurtungseffekt wird dabei in Anlehnung an Rohlmann et al. [13] durch eine entlang der Femurschaftachse nach distal ausgerichtete und am Trochanter major angreifende Kraft in das Modell integriert.

## Diskussion

Die Methode der Finiten Elemente wird als mächtiges, aber auch empfindliches Simulationsverfahren für biomechanische Zusammenhänge eingestuft. Die Leistungsstärke der Methode kann als Ursache für die zunehmende Verbreitung und größer werdende Rolle z. B. für Tests bestimmter orthopädischer Operationsverfahren und Endoprothesenmodelle angesehen werden. Die technische Entwicklung ermöglicht große Simulationsmodelle unter Verwendung handelsüblicher 486-Personal-Computer als Hardwareplattform zu berechnen. Die Empfindlichkeit der Methode birgt jedoch die Gefahr in sich, daß Fehler bei der Modellerstellung, bei der Voreinstellung von Modellparametern und bei der Definition der Randbedingungen falsche bzw. unrealistische Resultate verursachen. Neben der geometrischen und strukturmechanischen Komplexität biologischer Gewebe erschwert dieser Aspekt die schnelle und sichere Handhabung der Methode.

Wir möchten folgende Eigenschaften der von uns entwickelten Software anführen, wobei wir darauf hinweisen, daß die Programme innerhalb der Entwicklungsumgebung von ANSYS unter Nutzung zahlreicher dort implementierter Befehle verwirklicht wurden:

- Reduzierung des Zeitaufwandes zur Generierung eines dreidimensionalen FEM-Modells des menschlichen Femurs, ausgehend von inneren und äußeren Konturdaten, auf wenige Stunden. Dies ist ein Beitrag, um individuelle Variationen und altersabhängige Veränderungen durch die Generierung einer größeren Anzahl von Modellen schneller und kostengünstiger untersuchen zu können.

- Die Vernetzung erfolgt durch regelmäßig angeordnete 3-D-Quaderelemente, während aufrufbare Netzgeneratoren handelsüblicher FEM-Programme irreguläre 3-D-Körper in der Regel nur mit hinsichtlich Rechenzeit, -genauigkeit und Speicherplatzbedarf teilweise erheblich ungünstigeren Pyramidenelementen vernetzen können. Durch kleinere Programmänderungen können auch Quaderelemente mit Zwischenknoten vernetzt werden, die durch einen quadratischen Verschiebungsansatz gekennzeichnet sind. Der höheren Rechengenauigkeit dieser Elemente steht der gestiegene Speicherplatzbedarf gegenüber.
- Vollständig automatisiertes Preprocessing nach Vorgabe der Konturgrenzen. Hierdurch wird die Gefahr von Fehlern während einer interaktiven Modellerstellung verringert und das Verfahren soweit vereinfacht, daß es als schnelles biomechanisches Test- und Screeningverfahren auch in klinischen Abteilungen eingeführt werden kann.
- Veränderung des Modells durch Anpassung bestimmter Parameter (z. B. Elastizitätsmodul) und Einführung anisotroper Materialeigenschaften im Rahmen einer iterativen Berechnung und Modellabänderung. Nach vorangegangenem Simulationslauf bestimmt dieses Unterprogramm die Richtung der Hauptnormalspannungen jedes einzelnen Elementes und transformiert die lokalen Elementkoordinatensysteme auf die Achsen der Hauptspannungen. Durch eine spannungsabhängige Anpassung der Elastizitätsmodulkomponenten in x-, y- und z-Richtung kann auf relativ einfache Weise ein orthotropes Materialverhalten eingeführt werden; ein theoretischer Ansatz, der für die Beschreibung des Knochens zunehmend an Bedeutung gewinnt [3]. Die anisotrope Betrachtung der spongiösen Anteile entzieht sich allerdings weitgehend einer exakten experimentellen Überprüfung, so daß der optionale Aufruf dieses Moduls primär als Möglichkeit zur Prüfung von Hypothesen hinsichtlich Schlüssigkeit und logischer Widersprüche angesprochen werden muß [vgl. 9].

Müller et al. [11] berichten, daß die früher praktizierte Netzerzeugung per Hand einen Zeitraum von 2 bis 3 Monaten in Anspruch genommen hatte und die von ihnen entwickelte Subvolume-Technik, bei der einzelne Teilvolumina geometrisch definiert und mit Pyramidenelementen separat vernetzt werden, diesen Zeitraum auf 2 bis 3 Tage verkürzt hat. Die hier vorgestellte Methode reduziert den Zeitaufwand nochmals deutlich und bietet durch standardisiert vom Benutzer voreinstellbare und regelmäßig angeordnete Quaderelemente hinsichtlich Handhabung und Low-cost-Hardwareanforderung weitere Vorzüge.

Es soll an dieser Stelle darauf hingewiesen werden, daß auch eine Automatisierung der Modellbildung einschließlich iterativer Anpassungsprozesse eine mor-

phologische [6] oder experimentelle, z. B. dehnungsmeßtechnische Modellvalidierung nicht ersetzen kann [13, 17]. Völlig zu Recht weisen bereits Brekelmans et al. [2] darauf hin, daß die grundsätzliche Schwierigkeit nicht mehr bei Tests verschiedener Geometrien und Kennwertverteilungen (Sensitivitäts- bzw. Parameterstudien), sondern in der korrekten Wahl der Eingabedaten liegt.

Eine wichtige, durch die regelmäßige und standardisierte Elementanordnung erleichterte Weiterentwicklung des vorliegenden Softwarepaketes sind Programme, die ein Femurmodell mit implantiertem Hüftprothesenschaft erzeugen. Das Ziel ist, mit einigen wenigen geometrischen Stützpunkten das Prothesendesign zu vermessen, mit interpolierenden Spline-Funktionen vollständig zu beschreiben und in das Femurmodell zu integrieren, ohne daß eine schichtweise geometrische Querschnittsvermessung mit erneutem Preprocessing erforderlich ist. Unsere Arbeitsgruppe entwickelt z. Zt. derartige Programme, die auf eine zeitsparende Prüfung verschiedener Designvorschläge abzielen.

#### Danksagung

Die Autoren danken der Fa. CADFEM GmbH, Grafing, für die freundliche Unterstützung. Unser Dank gilt ebenfalls Herrn Dr. M. Hanke, Berlin, für seine Beratung auf dem Gebiet der Elastizitätstheorie.

#### Literatur:

- [1] Basu, P. K.; A. G. Beall, D. J. Simmons, M. Vannier: 3-D femoral stress analysis using CT scans and P-version FEM. *Biomat., Med. Dev.* 13 (1986), 163-186.
- [2] Brekelmans, W. A. M.; H. W. Poort, T. J. J. H. Sloof: A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop. Scandinav.* 43 (1972), 301-317.
- [3] Cowin, S. C.; A. M. Sadegh: Non-interfacing modes for stress, strain and energy in anisotropic hard tissue. *J. Biomechanics* 24 (1991), 859-867.
- [4] Huiskes, R.; H. Weinans, M. Dalstra: Adaptive bone remodelling and biomechanical design considerations. *Orthopedics* 12 (1989), 1255-1267.
- [5] Kummer, B.: Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. Springer, Heidelberg, New York, 1985.
- [6] Lengsfeld, M.; H. Weiß, H. Kienapfel: Morphologische und numerische Untersuchungen zur Streßkompatibilität von Patella-implantaten. *Biomed. Technik* 37 (1992), 222-229.
- [7] Lengsfeld, M.: Stresses at the meniscofemoral joint. Elastostatic investigations on the applicability of interface elements. *J. Biomed. Eng.* 15 (1993) 324-328.
- [8] Link, M.: Finite Elemente in der Statik und Dynamik. B. G. Teubner, Stuttgart 1989.
- [9] Lohscheidt, K.: Mathematisches Modell eines Knochenbälkchens zur Analyse der Pauwellschen Hypothese von der funktionellen Anpassung des Knochens. *Med. Diss. Köln*, 1987.
- [10] Merz, B.; R. Müller, P. Rügsegger, P. Niederer: Stress analysis of excised human femora based on quantitative computed tomography. VIII. Meeting of the European Society of Biomechanics, Rome, 1992.
- [11] Müller, R.; B. Merz, P. Rügsegger: Interfacing quantitative computed tomography with finite element modeling. *Spie Vol. 1395 Close-Range Photogrammetry Meets Machine Vision* (1990), 1092-1099.
- [12] Pauwels, F.: Der Schenkelhalsbruch. Ein mechanisches Problem. *Beilageheft Z. orthop. Chir.* 63 (1935).
- [13] Rohlmann, A.; U. Mössner, G. Bergmann, R. Kölbl: Finite-Element-Analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *J. Biomechanics* 16 (1983), 727-742.
- [14] Röhrle, H.; R. Scholten, W. Sollbach, G. Ritter, A. Grünert: Der Kraftfluß bei Hüftendoprothesen. *Arch. orthop. Unfall-Chir.* 89 (1977), 49-60.
- [15] Rubin, P. J.; R. L. Rakotomanana, P. F. Leyvraz, P. K. Zysset, A. Curnier, J. H. Heegaard: Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component. *J. Biomechanics* 26 (1993), 725-739.
- [16] Tillmann, B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. III. Die Form der Facies lunata. *Z. Anat. Entwickl.-Gesch.* 128 (1969), 329-349.
- [17] Walker, P. S.; R. Poss, D. D. Robertson, D. T. Reilly, F. C. Ewald, W. H. Thomas, C. B. Sledge: Design analysis of press-fit hip stems. *Orthop. Rel. Sci.* 1 (1990), 75-85.

632

Korrespondenzanschrift:  
Dr. med. Markus Lengsfeld  
Klinik für Orthopädie  
Philipps-Universität Marburg  
Baldingerstraße  
D-35043 Marburg